

00P 21812



32A un

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 197 20 438 A 1

51 Int. Cl. 6:
G 01 N 24/08
G 01 R 33/20
G 01 V 3/14
A 61 B 5/055

21 Aktenzeichen: 197 20 438.4
22 Anmeldetag: 15. 5. 97
43 Offenlegungstag: 19. 11. 98

2

DE 197 20 438 A 1

71 Anmelder:
Max-Planck-Gesellschaft zur Förderung der
Wissenschaften e.V., 14195 Berlin, DE

74 Vertreter:
Köster, H., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 80469 München

72 Erfinder:
Norris, David, Dr., 04157 Leipzig, DE; Jovicich,
Jorge, 04318 Leipzig, DE

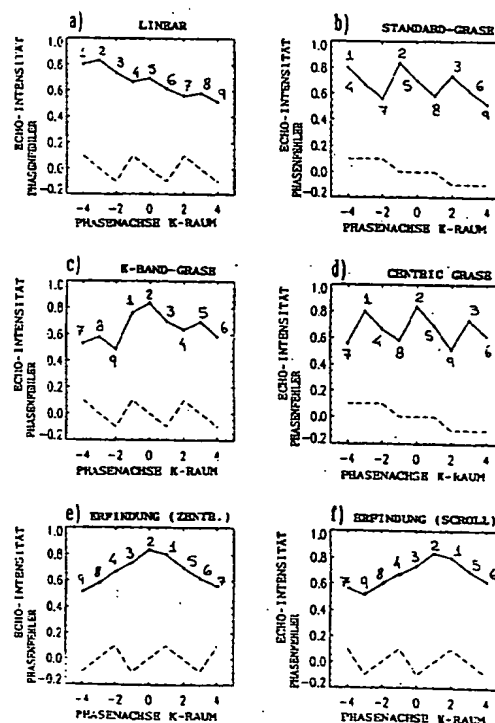
56 Entgegenhaltungen:
DE 196 29 199 A1
DE 195 11 919 A1
WO 93 01 509 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Verfahren und Vorrichtung zur Gewinnung von Daten für Magnetresonanz-Bildgebung

57 Die Erfindung bezieht sich auf Magnetresonanz-Bildgebung unter Verwendung einer Sequenz, die eine Folge von Echosignalen liefert, deren Intensität sich von Echo zu Echo in einer Weise ändert, die nicht von vorn herein bekannt ist. Die Echointensität kann z. B. im Verlauf der Sequenz auf- und abspringen, was insbesondere bei schnellen Bildgebungssequenzen mit gemischter Echoart wie z. B. der GRASE-Sequenz vorkommt. Um in jedem Fall eine gewünschte Verteilung der Signalintensitäten im K-Raum zu erhalten, wird ein erster Durchlauf der Sequenz als Referenzaufnahme (Templäte) verwendet, vorzugsweise ohne Phasencodierung, und die Intensitäten der dabei erzeugten Echos werden ermittelt. Auf der Grundlage der ermittelten Intensitätswerte wird eine der gewünschten Intensitätsverteilung im K-Raum entsprechende Zuordnung zwischen den einzelnen Echos und der Schaltung des Phasengradienten festgelegt. Bei einem anschließenden zweiten Durchlauf der Sequenz wird der Phasengradient gemäß dieser Zuordnung gesteuert, um den in die Bildmatrix zu transformierenden K-Raum zu füllen.



DE 197 20 438 A 1

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die orts aufgelöste Untersuchung von Objekten mittels Magnetresonanz (MR) und betrifft speziell ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Gewinnen von Daten für eine Bild-darstellung, welche die räumliche Verteilung des MR-Verhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Ortsbereiches zeigt, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1 bzw. des Patentanspruchs 15.

Bei MR-Untersuchungsverfahren wird das Objekt einem stationären Magnetfeld ausgesetzt, welches bewirkt, daß die makroskopische Magnetisierung des Objekts durch eine elektromagnetische Strahlung unter Hochfrequenz (HF) angeregt werden kann. Diese Anregung klingt nach dem Ende der Bestrahlung exponentiell ab, unter Aussendung elektromagnetischer Strahlung, die als MR-Signal gemessen werden kann und Rückschlüsse auf die Beschaffenheit des Objektes erlaubt.

Die Frequenz, mit welcher die makroskopische Magnetisierung angeregt werden kann (sogenannte Larmor-Frequenz) ist proportional zur Stärke des existierenden Magnetfeldes. Der Proportionalitätsfaktor, das sogenannte "gyromagnetische Verhältnis", ist eine Stoffkonstante, die von der Sorte der für die makroskopische Magnetisierung verantwortlichen Spins abhängt. Nach dem gleichen Gesetz ist auch die Frequenz der abgegebenen Strahlung proportional zur Stärke des während der Abstrahlung existierenden Magnetfeldes. Aufgrund dieser Feldstärkeabhängigkeit der Frequenz ist es möglich, durch gezieltes Aufprägen von Magnetfeldgradienten verschiedenen Orten im Objekt unterschiedliche Frequenzen zuzuordnen. Dies wird bei der MR-Bildgebung zur sogenannten "Ortskodierung" ausgenutzt.

Die HF-Anregung bewirkt im einzelnen, daß der Magnetisierungsvektor der erfaßten Spinmenge aus seiner ursprünglichen Richtung um ein Maß gedreht wird, das proportional zum Zeitintegral des anregenden HF-Feldes ist. Je nach dem Winkel der Drehung, dem sogenannten "Flipwinkel", ändern sich die dem Magnetfeld parallel gerichtete longitudinale Komponente und die dazu rechtwinklige transversale Komponente des Vektors gemäß Cosinus- bzw. Sinus-Funktion. Das meßbare Signal wird allein durch die transversale Komponente bestimmt.

Nach Beendigung der anregenden Bestrahlung kehrt der angeregte Zustand allmählich wieder in einen Gleichgewichtszustand zurück, in welchem die gesamte Magnetisierung wieder die Richtung des äußeren Magnetfeldes hat. Diese Rückkehr der longitudinalen Magnetisierung wird als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet und folgt einer Exponentialfunktion mit der Zeitkonstanten T1.

Die meßbare transversale Magnetisierung klingt jedoch schneller ab, als es der Spin-Gitter-Relaxation entspricht. Grund hierfür ist eine zunehmende Phasenaufspaltung des transversalen Magnetisierungsvektors, die verschiedene Ursachen hat:

- a) Aufgrund von Wechselwirkungen zwischen den angeregten Spins ergeben sich Unterschiede in deren Abstrahlungsfrequenz. Die damit verbundene Dephasierung bewirkt eine allmähliche Abnahme des resultierenden transversalen Vektors mit einer Zeitkonstante T2, die als Spin-Spin-Relaxationszeit bezeichnet wird.
- b) Ungleichförmigkeiten des in der Probe wirksamen Magnetfeldes bewirken eine zusätzliche Dephasierung, welche die Abklingzeit des resultierenden Vektors weiter verkürzt, so daß sich effektiv eine Zeitkonstante T_{eff} ergibt, die kleiner ist als T2.

Man muß unterscheiden zwischen der gezielten Ungleichförmigkeit, die durch absichtsvolles, gezieltes Aufprägen eines Magnetfeldgradienten besteht, und den "ungezielten Inhomogenitäten", die sich durch Ungleichmäßigkeiten des statischen Magnetfeldes und durch Ungleichmäßigkeit magnetischer Eigenschaften des Objektes ergeben. Im Folgenden sei mit T2* diejenige effektive Zeitkonstante bezeichnet, die sich ohne Berücksichtigung des Gradienten-Einflusses ergibt, also

$$1/T2^* = 1/T2 + 1/T_{inhomog} \quad (1).$$

Bekanntlich lassen sich die oben unter b) erwähnten inhomogenitäts- und gradientenbedingten Dephasierungen dadurch umkehren, daß man eine gewisse Zeit TE/2 nach dem HF-Anregungsimpuls einen weiteren HF-Impuls anlegt. Die vorübergehende Refokussierung infolge dieser Umkehr führt zur Entstehung eines Echosignals, dessen Spitze nach einer weiteren Zeitspanne von TE/2 erscheint. Dieses Echosignal wird als Spinecho bezeichnet, und die Gesamtzeit TE vom HF-Anregungsimpuls bis zum Echomaximum wird als Echozeit bezeichnet. Die Spitzenamplitude M_{SE} des Spinechos folgt der Gleichung

$$M_{SE} = M_0 \sin \alpha_1 \sin^2(\alpha_2/2) \exp(-TE/T2) \quad (2),$$

wobei M₀ der Betrag des Magnetisierungsvektors im Gleichgewichtszustand ist und α₁ und α₂ die Flipwinkel des HF-Anregungsimpulses bzw. des refokussierenden HF-Impulses sind. Die Spitzenamplitude M_{SE} ist maximal, wenn α₁=90° und α₂=180°.

Bekanntlich ist es auch möglich, allein die gradientenbedingte Dephasierung umzukehren, indem man die Polarität des Gradienten umkehrt. Die vorübergehende Refokussierung infolge der Gradientenumkehr führt zur Entstehung eines Echosignals, dessen Spitze zu demjenigen Zeitpunkt erscheint, in dem das Zeitintegral des umgekehrten Gradienten gleich dem Zeitintegral des vorherigen Gradienten ist. Dieses Echosignal wird als Gradientenecho bezeichnet, seine Spitzenamplitude M_{GE} folgt der Gleichung

$$M_{GE} = M_0 \sin \alpha_1 \exp(-\tau/T2^*) \quad (3),$$

wobei τ der zeitliche Abstand vom HF-Anregungsimpuls bis zum Erscheinen der Spitzenamplitude des Echos ist.

Schließlich gibt es noch Echos einer dritten Gattung, die als "stimulierte Echos" bezeichnet werden. Ein solches Echo

erscheint nach drei aufeinanderfolgenden HF-Impulsen, wenn deren Flipwinkel anders sind als 180° bzw. einem ganzzahligen Vielfachen davon. Die Spitzenamplitude M_{STE} ist bestimmt durch den Ausdruck

$$M_{STE} = 0,5M_0 \sin\alpha_1 \sin\alpha_2 \sin\alpha_3 \exp(-2\tau_1/T_2) \exp(-\tau_2/T_1) \quad (4),$$

wobei $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ die Flipwinkel der drei aufeinanderfolgenden HF-Impulse sind und τ_1 und τ_2 die Zeitabstände zwischen den Impulsen sind. Das stimulierte Echo erscheint zum Zeitpunkt $2\tau_1 + \tau_2$.

Es ist eine Vielzahl von MR-Bildgebungsverfahren bekannt, bei denen die oben beschriebenen Echos mehrmals erzeugt und als MR-Signal detektiert werden. Bei allen Verfahren wird während der Signaldetektion ein sogenannter Lesegradient in einer gewählten Raumrichtung aufgeprägt, um unterschiedlichen Orten längs dieser Richtung jeweils verschiedene Frequenzen im Signal zuzuordnen (Frequenzcodierung). Durch eine Fourier-Transformation lassen sich die verschiedenen Frequenzen und damit die Beiträge verschiedener Orte trennen. Auf diese Weise wird eine Ortsauflösung in der betreffenden Raumrichtung, die auch als "Frequenzachse" bezeichnet wird, ermöglicht.

Zur Ortsauflösung in einer zweiten, orthogonalen Raumrichtung wird üblicherweise vor dem Erscheinen des zu detektierenden Signals vorübergehend ein Gradient in dieser Richtung aufgeprägt, was bewirkt, daß die Spins entlang der betreffenden Raumrichtung dephasieren. Durch schrittweises Ändern des Zeitintegrals dieses "Phasengradienten" von Echo zu Echo ändert sich die Phase des von einem Ort stammenden Signalbeitrages von Echo zu Echo. Wie schnell, d. h. mit welcher Frequenz das geschieht, hängt von der in Richtung des Phasencodierungsgradienten gemessenen Position des Volumenelementes (Voxel) ab, das den Signalbeitrag liefert. Die besagten Frequenzen und damit die Signalbeiträge der verschiedenen Orte entlang dieser Richtung können durch eine Fourier-Transformation bezüglich der laufenden Nummer des Echos voneinander getrennt werden. Da Frequenz und Phase jeweils getrennt abhängig von der Position entlang orthogonaler Raumkoordinaten sind, läßt sich ein zweidimensionales Bild des Objektes rekonstruieren. In vielen Fällen wird der Phasengradient so geschaltet, daß sich sein Integral von Echo zu Echo schrittweise in immer der gleichen Richtung ändert; in diesem Fall spricht man von "linearer" Phasencodierung.

Die meisten gebräuchlichen MR-Bildgebungsverfahren arbeiten mit der vorstehend beschriebenen kombinierten Frequenz- und Phasencodierung. Für die Darstellung z. B. eines zweidimensionalen N-zeiligen Bildes werden hintereinander N Echos erzeugt, jedes mit einer anderen Phasencodierung, und jedes Echo wird in der gleichen Weise durch den Lesegradienten frequenzcodiert und als MR-Signal detektiert. Aus den Abtastwerten der detektierten Signale wird eine zweidimensionale Matrix aus Daten gebildet, der sogenannte K-Raum, deren jede Zeile bzw. "Reihe" einem anderen frequenzcodierten Echo zugeordnet ist und Abtastwerte des betreffenden Echos enthält. Die Zeilenrichtung wird auch als Frequenzachse des K-Raumes bezeichnet. Die hierzu orthogonale Achse des K-Raumes ist als Phasenkoordinate skaliert, d. h. die Position einer Reihe längs dieser Achse ist bestimmt durch das Integral des Phasengradienten. Die so organisierte Datenmatrix wird dann einer zweidimensionalen Fourier-Transformation (2D-FT) unterworfen, um die Pixelwerte des Bildes zu erhalten.

Ein solches Bild ist eine zweidimensionale Projektion des Objektes auf die Ebene, die durch die Richtungen des Phasen- und des Lesegradienten bestimmt ist. Um diese Projektion auf eine Schicht zu begrenzen, wird während des HF-Anregungsimpulses ein Gradient in der dritten Raumrichtung aufgeprägt, der sogenannte "Schichtgradient". Er sorgt dafür, daß nur innerhalb einer begrenzten Schicht die Larmor-Frequenz mit einer der Anregungsfrequenzen übereinstimmt. Durch Veränderung des Schichtgradienten von Echofolge zu Echofolge können 3D-Bilder aufgenommen werden. Es gibt auch andere 3D-Codierungsverfahren, z. B. die sogenannte Multislice-Technik oder Verfahren, auf die Bildung eines dreidimensionalen K-Raumes hinauslaufen.

Die benötigte Echofolge kann erzeugt werden durch aufeinanderfolgende Sequenzabschnitte mit jeweils einem eigenen HF-Anregungsimpuls und einem einzigen Echo, hervorgerufen durch eine Lesegradienten-Umschaltung (Gradientenecho) oder einen refokussierenden HF-Impuls (Spinecho). Zur Beschleunigung des Verfahrens, also für sogenannte "schnelle Bildgebung", ist u. a. das Verfahren bekannt, nach einem HF-Anregungsimpuls mehrere Echos zu erzeugen und für die Bilddarstellung in der oben beschriebenen Weise zu codieren. Ein Beispiel für eine solche "Multiecho"-Sequenz ist in der WO 93/01509 beschrieben und unter dem Akronym GRASE (GRAdient And Spin Echo imaging) bekanntgeworden. Bei der GRASE-Sequenz wird nach einem schichtselektiven HF-Anregungsimpuls mit einem Flipwinkel von 90° eine Folge refokussierender, ebenfalls schichtselektiver HF-Impulse mit Flipwinkeln von 180° angelegt, um eine Folge von Spinechos zu erzeugen. Zwischen den 180° -Impulsen erfolgt jeweils eine mehrmalige refokussierende Polaritätsumschaltung des Lesegradienten, so daß Unterfolgen von Gradientenechos entstehen.

Bei Multiecho-Verfahren, so auch bei der GRASE-Sequenz, können besondere Probleme auftreten, die zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen können. Ein erstes Problem sind Bildartefakte infolge von Zeit- und Phasenfehlern in den Echos. Die tatsächliche Phase eines Echos ist nicht allein durch den entsprechenden Phasencodiergradienten bestimmt. Es existieren zusätzliche Phasenverschiebungen in den Echos, die von Magnetfeld-Inhomogenitäten abhängen und für verschiedene Echos unterschiedlich sind. Hierdurch wird die in Phasenrichtung codierte räumliche Information verfälscht. Eine weitere Fehlerursache ist die sogenannte chemische Verschiebung, d. h. die von der molekularen Zusammensetzung des untersuchten Materials abhängige Verschiebung der Larmor-Frequenz. Zusätzlich können noch Phasen- und Zeitfehler durch die verwendete Hardware eingeführt werden. Wenn diese Fehler nicht korrigiert werden, dann weicht die Zeilenposition der Echodaten im K-Raum längs der Phasenachse von der gewünschten Position ab, und das rekonstruierte Bild zeigt starke Artefakte wie z. B. Geisterbilder in Richtung der Phasencodierung.

Ein zweites Problem bei Multiecho-Sequenzen wie GRASE rührt daher, daß die Intensität der einzelnen Echos den weiter oben beschriebenen Relaxationsgesetzen folgt und sich zeitabhängig ändert. Das heißt, bei der kombinierten Frequenz- und Phasencodierung erscheinen verschiedene Echos im K-Raum mit unterschiedlichem Gewicht, so daß sich eine Amplitudenmodulation längs der Phasenachse des K-Raumes ergibt. Diese Amplitudenmodulation, insbesondere wenn sie sehr sprunghaft ist, erzeugt nach der Fourier-Transformation des K-Raumes Bildartefakte in derjenigen Bildrichtung, die der Richtung des Phasencodiergradienten entspricht.

Um die vorstehend beschriebenen Phasenfehler korrigieren zu können, ist es bekannt, vor der eigentlichen Datenauf-

nahme eine Referenzaufnahme zu machen, indem die ganze Sequenz einmal ohne Phasencodierung durchlaufen wird und die dabei erzeugten Echos detektiert werden. Der so aufgenommene Datensatz ist gleichsam eine Mustervorlage oder Schablone zur Berechnung der aufgetretenen Fehler, daher wird die Referenzaufnahme gemeinhin als "Template"-Aufnahme bezeichnet. Aus dem Datensatz der Template-Aufnahme können z. B. für jedes Echo in der Zeitdomäne der Spitzenwert aufgesucht und zwei Parameter berechnet werden: erstens die zeitliche Verschiebung der Echospitze gegenüber der Mitte des betreffenden Akquisitionsfensters und zweitens die Phase des Echos. Anschließend kann die eigentliche Bildaufnahme mit Phasencodierung der Echos durchgeführt werden, und jedes detektierte Echo kann in der Zeitdomäne korrigiert werden, indem die aus der Template-Aufnahme ermittelte Zeitverschiebung kompensiert und der ermittelte Phasenwert rechnerisch subtrahiert wird. Eine alternative Methode der Phasen- und Zeitfehlerkorrektur, bei welcher Autokorrelation angewandt wird, ist in der erwähnten WO 93/01509 beschrieben.

Die obigen Probleme lassen sich auch mildern, indem man dafür sorgt, daß die Reihenfolge der Echos im K-Raum gegenüber der natürlichen Reihenfolge, die sich bei normaler "linearer" Phasencodierung ergibt, verwürfelt ist. In der Vergangenheit sind verschiedene Schemen für eine solche Verwürfelung beschrieben worden. In der bereits erwähnten WO 93/01509 wird für die GRASE-Sequenz vorgeschlagen, die Phasencodierung so zu steuern, daß die ersten Gradientenechos innerhalb jeder Unterfolge in der Reihenfolge ihres zeitlichen Auftretens die ersten Zeilen des K-Raumes füllen, die zweiten Echos jeder Unterfolge die nächstfolgende Gruppe der Zeilen des K-Raumes, usw. (sogenanntes "Standard-GRASE"). Ein anderes, aus der DE 196 29 199 bekanntes Verwürfelungsschema ist das sogenannte K-Band-Prinzip ("kb-GRASE") und besteht darin, den K-Raum in eine Mehrzahl von Bändern zu unterteilen und den Phasengradienten so zu steuern, daß jedes dieser Bänder durch eine individuelle Gruppe zeitlich direkt aufeinanderfolgender Echos gefüllt wird, wobei vorzugsweise die zuerst erscheinende Echogruppe demjenigen Band zugeordnet wird, das in der Mitte des K-Raumes liegt. Eine weitere Ausgestaltung dieses sogenannten K-Band-Prinzips, das sogenannte "Centric-GRASE", ist beschrieben in JMRI 1996, 6: 944-947, und besteht darin, jedes Band in Unterbänder zu unterteilen, in denen jeweils diejenigen Echos zusammengefaßt sind, die jeweils an gleicher Stelle in den Unterfolgen zwischen den refokussierenden HF-Impulsen erscheinen. Standard-GRASE und Centric-GRASE haben den Vorteil, daß die Auswirkungen der Phasenfehler in K-Raum weniger sprunghaft sind. K-Band-GRASE hat den Vorteil geringerer Geisterbild-Artefakte.

Bei den bekannten Verfahren ist das jeweilige Verwürfelungsschema eine starre Vorschrift, die von vornherein festgelegt ist und unabhängig von den tatsächlichen physikalischen und chemischen Eigenschaften des zu untersuchenden Objekts angewandt wird. Das heißt, trotz wohlervogener Auswahl des anzuwendenden Schemas aus dem vom Stand der Technik angebotenen Vorrat an Schemen, kann es vorkommen, daß das angestrebte Ziel der Verminderung von Bildartefakten nicht optimal erreicht wird. Da die verschiedenen Relaxationszeiten und insbesondere deren Verhältnis zueinander nicht von vornherein bekannt sind, kann es sein, daß sich ein ausgewähltes Verwürfelungsschema am Ende als mangelhaft erweist. Dies betrifft alle MR-Bildgebungsverfahren, die mit Multiecho-Sequenzen arbeiten, in denen Echos vor- und rückspringender Intensität vorkommen.

Es ist die Aufgabe der Erfindung, die Gewinnung der für die Bilddarstellung benötigten Daten so zu gestalten, daß sich die jeweils gewünschte Aussagekraft der Bilder bei optimaler Artefaktverminderung ergibt. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die im Patentanspruch 1 beschriebenen Verfahrensmerkmale und die im Patentanspruch 15 beschriebenen Vorrichtungsmerkmale gelöst. Besonderer Ausgestaltungen der Erfindung sind jeweils in Unteransprüchen gekennzeichnet.

Die Erfindung ist mit Vorteil bei allen MR-Bildgebungsverfahren anwendbar, in denen eine Folge detektierbarer MR-Echos erzeugt wird, deren Intensität im Verlauf der Echofolge nicht von vorn herein bekannt ist. Bei der in der WO 93/01509 beschriebenen GRASE-Sequenz beispielsweise, wo das mittlere Echo jeder Unterfolge am Ort der Spitze des Spinechos liegt, klingt die Intensität dieser mittleren Echos im Verlauf der Gesamtfolge zwar stetig entsprechend der T2-Relaxation ab, entsprechend der Charakteristik reiner Spinechos gemäß der obigen Gleichung (2), jedoch ist die Intensitätsverteilung der anderen Echos innerhalb jeder Unterfolge durch die T2*-Relaxation bestimmt, entsprechend der Gradientenecho-Charakteristik gemäß der obigen Gleichung (3). Andere Sequenzen, in denen die zu detektierenden Echos anders verteilt sind, ergeben ein wiederum anderes Bild der Intensitätsverteilung. Ähnliches gilt auch für den Fall der zusätzlichen Erzeugung und Detektion von stimulierten Echos, denn Echos dieser Gattung haben eine Charakteristik, die gemäß der obigen Gleichung (4) eine Funktion von T1 und T2 ist.

Die vorliegende Erfindung beruht auf der Erkenntnis, daß Artefakte im wiedergegebenen Bild optimal vermieden werden können, wenn man die Position der Echos im K-Raum nach einem Schema ordnet, welches die tatsächlichen Intensitäten der verschiedenen Echos zur Grundlage hat. Somit werden erfindungsgemäß während der Durchführung einer ersten Sequenz die Intensitäten der verschiedenen Echos ermittelt, vorzugsweise die Spitzenintensität der Fourier-Transformierten jedes Echos in der Frequenzdomäne. Jeder ermittelte Intensitätswert wird einer bestimmten Zeile im K-Raum zugeordnet, derart, daß die Intensitätswerte als Funktion der Phasenkoordinate des K-Raumes ein gewünschtes Profil bilden, das zu der jeweils gewünschten Bildaussage unter weitestmöglicher Ausschaltung von Artefakten führt. Die Sequenz wird dann ein zweitesmal durchgeführt, wobei der Phasengradient so gesteuert wird, daß jedes Echo diejenige Phasencodierung bekommt, die derjenigen Zeile im K-Raum entspricht, welche diesem Echo aufgrund seiner bei der ersten Sequenz gemessenen Intensität zugeordnet wurde.

In vielen Anwendungsfällen wird die optimale Intensitätsverteilung im K-Raum einem Profil entsprechen, das von einem Maximum nach beiden Seiten symmetrisch und monoton abnimmt. In besonderer Ausführungsform der Erfindung wird daher die Phasencodierung in der zweiten Sequenz nach dem entsprechenden Muster gesteuert. Das heißt, dem Echo maximaler Intensität wird eine vorgewählte Zeile M im K-Raum zugeordnet, dem Echo zweithöchster Intensität wird eine Zeile zugeordnet, die der Zeile M auf der einen oder der anderen Seite direkt benachbart ist, z. B. die Zeile M+1; das drittstärkste Echo wird der benachbarten Zeile auf der anderen Seite zugeordnet, also der Zeile M-1, dem viertstärksten Echo wird die Zeile M+2 zugeordnet, dem viertstärksten Echo die Zeile M-2, usw. Bezeichnet man die Phasenkoordinate des Echos maximaler Intensität mit y_M , dann läßt sich diese Zuordnung mathematisch durch folgende Formel beschreiben:

$$y_n = y_M + (-1)^n \frac{2n - 1 + (-1)^n}{4} L/N \quad (5)$$

wobei

L die Länge des K-Raumes in Richtung der Phasenachse ist,

N die Anzahl der Echos in der Sequenz ist,

$n = 1, 2, 3, \dots, N$ die Ordnungszahl des Echos in der Reihenfolge abnehmender Intensität ist.

Dieses Zuordnungs-Schema kann in verschiedenen Arten angewandt werden, um die effektive Echozeit, die u. a. die Art des Bildkontrastes und das Signal/Rausch-Verhältnis bestimmt, beliebig einzustellen. Die effektive Echozeit der Sequenz ist der zeitliche Abstand vom anregenden HF-Impuls bis zu demjenigen Echo, das die Mitte des K-Raumes belegt. Will man ein maximales Signal/Rausch-Verhältnis erzielen, dann wird gemäß einer Ausführungsart der Erfindung die Phasencodierung so gesteuert, daß das Echo maximaler Intensität in die Mitte des K-Raumes kommt, d. h. für die Position y_M wird die Mitte des K-Raumes gewählt. Dies kann aber bedeuten, daß der T2-Kontrast minimal ist. Man kann aber auch die effektive Echozeit auf ein beliebiges anderes Echo einstellen, indem man bei der obigen Zuordnungsfunktion die Phasenposition y_M gegenüber der Mitte des K-Raumes um ein derartiges Maß versetzt, daß das betreffende Echo in die Mitte des K-Raumes kommt. Dies ist gleichbedeutend mit einer Verschiebung der Zuordnungskurve entlang der Phasenachse, wobei derjenige Teil der Kurve, der infolge der Verschiebung über das Ende des K-Raumes hinausgehen würde, in das andere Ende des K-Raumes "umgerollt" wird. Dieses "Scrolling" des K-Raumes ist an sich bekannt in Verbindung mit einer schnellen reinen Spinecho-Sequenz, vgl. Magn.Res.Med., 26: 328-341 (1992). Natürlich können in Kombination mit der Erfindung auch andere bekannte Arten der Kontrastmanipulation angewandt werden, z. B. das Vorschalten einer gesonderten Vorbereitungssequenz mit 90° - τ - 180° - τ , durch welche die Magnetisierung so vorbereitet wird, daß sich eine T2-Gewichtung ergibt.

Die vorliegende Erfindung bietet mannigfaltige Möglichkeiten der Kontrasteinstellung unter weitestmöglicher Ausschaltung von Artefakten. Der Erfindungsgedanke, die Reihenfolge der Phasencodierung auf der Grundlage von Intensitätswerten vorzunehmen, die während einer ersten Durchführung der Sequenz gemessen werden, ist durch den Stand der Technik nicht nahegelegt. Gesonderte Template-Aufnahmen wurden in der Vergangenheit nur zur Messung auftretender Phasenfehler vorgenommen, und obwohl solche Template-Aufnahmen auch Informationen über die wirksamen Relaxationszeiten liefern, ist bisher kein Verfahren bekannt geworden, welches diese Informationen zur individuellen Gestaltung der Reihenfolge der Phasencodierung nutzt.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren kann die erste Sequenz ebenfalls als Template für die an sich bekannte Phasenfehlerkorrektur verwendet werden, wenn man gemäß einer besonderen Ausführungsform der Erfindung die erste Sequenz ohne Phasencodierung durchführt. Insofern bedeutet die erfindungsgemäße Ermittlung der Echo-Intensitätswerte keinen zusätzlichen Zeitaufwand gegenüber dem phasenkorrigierenden GRASE-Verfahren.

Andererseits ist die Erfindung nicht auf GRASE-Verfahren beschränkt, sondern kann auch auf Multiecho-Sequenzen angewandt werden, die andere Kombinationen von Echos enthalten, beispielsweise auch Kombinationen aus stimulierten Echos mit Spinechos und/oder Gradientenechos. Auch kann das Verfahren mit mehr als zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen durchgeführt werden, unter Beibehaltung der erfindungsgemäßen Reihenfolge der Phasencodierschritte. Hierbei können die Ergebnisse der Sequenzen gemittelt werden, um das Signal/Rausch-Verhältnis zu verbessern. Gewünschtenfalls können aber auch die Phasenkoordinaten von Sequenz zu Sequenz jeweils um ein festes Teilmaß versetzt werden, in an sich bekannter Weise, um Zwischenzeilen im K-Raum zu füllen und dadurch die räumliche Auflösung zu erhöhen. Die Sequenzen können unter Verwendung von Schichtgradienten zur Erzeugung von Schnittbildern durchgeführt werden, wie beim GRASE-Verfahren, sie können aber auch ohne Schichtcodierung erfolgen, um Durchleuchtungsbilder zu erzeugen. Statt der beim GRASE-Verfahren benutzten 90° - und 180° -Impulse können auch HF-Impulse mit anderen Flipwinkeln verwendet werden. Schließlich ist die Erfindung auch bei der Gewinnung von Daten für 3D-Bilder anwendbar.

Die Erfindung wird nachstehend anhand von Zeichnungen noch näher erläutert.

Fig. 1 zeigt schematisch den Aufbau eines MR-Bildgebungssystems, mit dem die Erfindung realisiert werden kann;

Fig. 2 zeigt, in verkürzter Darstellung, eine MR-Sequenz für schnelle Bildgebung mit Gradientenecho- und Spinechocharakteristik und erfindungsgemäßer Phasencodierung;

Fig. 3 zeigt in Schaubildern a) bis f) Intensitätsprofile des K-Raumes für die Sequenz nach Fig. 2 bei verschiedenen bekannten und bei erfindungsgemäßen Verfahren der Phasencodierung;

Fig. 4 veranschaulicht in Form von Zuordnungstabellen die Erstellung einer erfindungsgemäßen Phasencodier-Folge entsprechend der in Fig. 3 e) gezeigten Ausführungsform;

Fig. 5 zeigt in verschiedenen Schaubildern die Ergebnisse praktischer Versuche mit verschiedenen bekannten Phasencodierungsverfahren im Vergleich zu einem erfindungsgemäßen Phasencodierungsverfahren.

Das in der Fig. 1 schematisch dargestellte MR-Gerät enthält eine Meßstation 10, einen Stromversorgungsteil 12, einen Steuerteil 14 und einen Computer 34. Die Meßstation 10 kann, wie üblich, einen Magneten zum Erzeugen eines konstanten, homogenen ("longitudinalen") B_0 -Feldes enthalten, ferner Spulensätze 18, 20, 22 zum Erzeugen von drei im wesentlichen aufeinander senkrecht stehenden Gradienten-Magnetfeldern, von denen gewöhnlich eines parallel und die anderen beiden senkrecht zum B_0 -Feld verlaufen. In der Meßstation 10 ist außerdem eine Spulenanordnung 24 vorgesehen, der HF-Impulse zugeführt werden können, unter anderem die zur Anregung und zur Refokussierung transversaler Magnetisierung benötigten HF-Impulse. Diese HF-Spule 24 dient im allgemeinen auch zum Empfang der vom Objekt abgestrahlten MR-Signale. Der Stromversorgungsteil 12 enthält eine Stromversorgungseinheit 26 für den B_0 -Magneten, eine Stromversorgungseinheit 28 für die Gradientenspulen 18, 20 und 22 und einen Hochfrequenzgenerator 30, der die HF-Impulse für die Spule 24 liefert. Der Steuerteil 14 steuert die Dauer und Amplitude der den jeweiligen Gradientenspulen zugeführten Ströme sowie die Dauer, Amplitude, Frequenz und Hüllkurve der HF-Impulse. Der Steuerteil 14 steuert fer-

ner die Übertragung der von der HF-Spule 24 empfangenen MR-Signale zu einem Rechner 34 in ausgewählten Zeitperioden, den sogenannten "Akquisitionsfenstern", wie mit der in Fig. 1 gezeigten Torschaltung 32 symbolisiert. MR-Anlagen dieser Art sind bekannt und im Handel erhältlich, so daß sich eine weitere Erläuterung apparativer Details erübrigt.

Zur MR-Bildgebung wird das zu untersuchende Objekt in den von den B_0 - und Gradienten-Spulen 16, 18, 20, 22 umgebenen Raum gebracht, und die HF-Spule wird so angeordnet, daß der zu untersuchende Objektbereich in ihrem Einflußbereich liegt. Dann werden nach einem ausgewählten Programm, das in den Steuerteil 14 eingespeist worden ist, der HF-Generator 30, die Gradientenspulen-Versorgungseinheit 28 und die Torschaltung 32 gesteuert, um die benötigten HF-Impulse und Gradientenimpulse für eine ausgewählte Bildgebungs-Sequenz anzulegen und das Akquisitionsfenster zur Detektion der benötigten MR-Signale selektiv zu öffnen. Der Rechner 34 gewinnt aus den MR-Signalen durch Fourier-Transformationen den Datensatz für die Bildwiedergabe.

Zur Realisierung der vorliegenden Erfindung kann z. B. eine Bildgebungs-Sequenz benutzt werden, wie sie schematisch und verkürzt in der Fig. 2 dargestellt ist. Diese Sequenz entspricht, mit Ausnahme der Phasencodierung, der bekannten GRASE-Sequenz, die in der bereits erwähnten WO 93/01509 offenbart ist. Die verkürzte Darstellung nach Fig. 2 umfaßt einen anregenden HF-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° und eine anschließende Folge refokussierender HF-Impulse mit jeweils einem Flipwinkel von 180° . Im Verlauf dieser Impulsfolge werden Gradienten in drei zueinander senkrecht stehenden Raumrichtungen impulsförmig geschaltet, als Schicht-, Lese- und Phasengradient, wie in der zweiten, der dritten und der vierten Zeile der Fig. 2 gezeigt, um die durch die HF-Impulse entstehenden MR-Signale räumlich zu codieren. Ohne diese Gradientenimpulse würde theoretisch ein MR-Signal entstehen, wie es mit der gewellten Kurve im unteren Teil der Fig. 2 gezeigt ist. Dieses Signal klingt zunächst mit der Zeitkonstanten $T2^*$ als FID-Signal ab, um dann durch die refokussierende Wirkung des 180° -Impulses vorübergehend anzusteigen und so ein erstes Spinecho zu bilden. Ähnliche Spinechos entstehen nach dem zweiten und nach dem dritten 180° -Impuls. Die Intensitäten der Echos nehmen exponentiell mit der Zeitkonstanten $T2$ ab, wie es mit der durchgezogenen $T2$ -Kurve veranschaulicht ist.

Um die Anzahl diskreter Echos zu erhöhen und dadurch mehr Bildinformation pro Zeiteinheit auflösen zu können, wird jedes Spinecho durch eine bestimmte Art des Schaltens des frequenzcodierenden Lesegradienten in mehrere Gradientenechos aufgespalten. Wie in der dritten Zeile der Fig. 2 gezeigt, wird jeweils vor und nach dem ersten 180° -Impuls ein Lesegradienten-Impuls angelegt, was zur Entstehung eines ersten Gradientenechos E1 im Verlauf des zweiten Lesegradienten-Impulses führt. Eine anschließende zweimalige Polaritätsumkehr des Lesegradienten führt zur Entstehung zweier weiterer Gradientenechos E2 und E3. In ähnlicher Weise werden nach dem zweiten 180° -Impuls durch entsprechende Lesegradienten-Umschaltung drei weitere Gradientenechos E4, E5, E6 erzeugt, und nach dem dritten 180° -Impuls werden Gradientenechos E7, E8 und E9 erzeugt.

Die Spitzenintensitäten der Echos E1 bis E9 nehmen in ihrer chronologischen Folge nicht monoton ab, sondern "springen" auf und nieder. Dies ist mit den entsprechenden schwarzen Punkten im unteren Teil der Fig. 2 veranschaulicht. Das "Springen" resultiert daraus, daß die Spitzenintensität aller Gradientenechos, die nicht konzentrisch mit einem der oben beschriebenen "theoretischen" Spinechos sind, zusätzlich durch die Wirkung der $T2^*$ -Relaxation gedämpft sind. Diese Dämpfung hängt auch ab von der zeitlichen Lage der Gradientenechos relativ zu den jeweiligen theoretischen Spinechos. Ferner verschiebt sich die Phase der Echos aufgrund von Inhomogenitäten und chemischer Verschiebung. Die betreffenden Phasenfehler sind ganz unten in der Fig. 2 eingezeichnet.

Um Bilddaten zu erhalten, müssen die Echos E1 bis E9, die in einer ersten Raumrichtung durch den Lesegradienten frequenzcodiert sind, in einer zweiten Raumrichtung phasencodiert werden. Dies geschieht üblicherweise dadurch, daß vor jedem Echo ein in dieser Raumrichtung wirkender Phasengradient impulsförmig eingeschaltet wird. Das Zeitintegral des Phasengradienten bestimmt die jeweilige Phasenkoordinate der Echos im K-Raum. Wird der Phasengradient so geschaltet, daß sich sein Zeitintegral von Echo zu Echo schrittweise in gleicher Richtung ändert, dann belegen die Echos aufeinanderfolgende Phasenkoordinaten im K-Raum, entsprechend der chronologischen Reihenfolge der Echos. Diese "lineare" Phasencodierung ist im Schaubild a) der Fig. 3 dargestellt. Dort sind die Intensitäten der Echos E1 bis E9 in einem willkürlich normierten Maßstab (von 0,0 bis 1,0) über der Phasenachse des K-Raumes aufgetragen, wobei den neun Echos E1 bis E9 die Koordinatenwerte -4 bis $+4$ zugeordnet sind. Das Profil der Intensitätswerte im K-Raum "springt" in der gleichen Weise, wie es die schwarzen Punkte im unteren Teil der Fig. 2 zeigen. Auch die Verteilung der Phasenfehler, die im unteren Teil des Schaubildes a) (und in den anderen Schaubildern der Fig. 3) gestrichelt dargestellt ist, weist erhebliche Sprünge in wechselnden Richtungen auf. Dieses Springen führt zu geisterbildartigen Artefakten in der Bildwiedergabe, die man nach zweidimensionaler Fourier-Transformation des K-Raumes erhält. Die Artefakte sind umso stärker, je ausgeprägter die Sprünge sind. Außerdem ergibt sich ein niedriges Signal/Rausch-Verhältnis, weil die Echos höchster Intensität sämtlich weit von der Mitte des K-Raumes entfernt liegen.

Wählt man hingegen eine Standard-GRASE-Phasencodierung, wie sie in der WO 93/01509 beschrieben ist, dann erhält man das im Schaubild b) der Fig. 3 gezeigte Intensitätsprofil im K-Raum. Dort ist die Verteilung der Echos starker Intensität etwas weniger einseitig als im Falle der linearen Phasencodierung. Im dargestellten Spezialfall ist das Signal/Rausch-Verhältnis aber kaum verändert, weil das gleiche Echo E5 in der Mitte des K-Raumes liegt, also die effektive Echozeit unverändert ist. Das gestrichelt gezeichnete Profil der Phasenfehler ist weniger sprunghaft, so daß die diesbezüglichen Bildartefakte weniger stark sind. Andererseits sind aber die Sprünge im Intensitätsprofil sehr ausgeprägt, so daß sich aus diesem Grund starke Artefakte ergeben.

Weniger stark sind diese Artefakte bei Anwendung der Phasencodierung nach dem K-Band-Prinzip, die im Schaubild c) der Fig. 3 veranschaulicht ist. Auch das Signal/Rausch-Verhältnis ist weiter verbessert, weil die Echos starker Intensität hauptsächlich die Mitte des K-Raumes belegen. Andererseits ist aber das Phasenfehlerprofil sehr sprunghaft.

Im Falle der bekannten Centric-GRASE-Phasencodierung ergibt sich die im Schaubild d) der Fig. 3 dargestellte Situation. Hier ist das Phasenfehlerprofil weniger sprunghaft, andererseits führen aber die starken Sprünge im Intensitätsprofil zu starken Artefakten, ähnlich wie beim Standard-GRASE. Das Signal/Rausch-Verhältnis ist gegenüber dem Standard-GRASE etwas besser, weil das relativ starke Echo E1 etwas näher an der Mitte des K-Raumes liegt.

Es sei erwähnt, daß die in den Fig. 3 dargestellten Profile speziell für den in Fig. 2 gezeigten Fall gelten. Wenn das Verhältnis zwischen $T2$ und $T2^*$ anders ist, ändern sich die verschiedenen Profile natürlich. Ist z. B. $T2^*$ wesentlich kürzer

(im Vergleich zu T2) als im Falle der Fig. 2, dann werden die Intensitäten der Echos E1, E3, E4, E6, E7 und E9 viel geringer sein, als es in Fig. 2 dargestellt ist. Das Intensitätsprofil im K-Raum der linearen Phasencodierung ist dann viel sprunghafter, und gleiches wird auch für das K-Band-Prinzip gelten. Andererseits wären die Intensitätsprofile beim Standard- und beim Centric-GRASE weniger sprunghaft, weil die Intensitäten z. B. der Echos E1 und E3 wesentlich geringer wären. Diese Überlegung zeigt deutlich, daß man ohne vorherige Kenntnis des Verhältnisses zwischen T2 und T2* nicht entscheiden kann, welches der bekannten Phasencodierverfahren optimal zur Unterdrückung von Artefakten wäre.

Die vorliegende Erfindung löst dieses Problem dadurch, daß die Phasencodierung der einzelnen Echos nicht nach irgendeinem bekannten starren Schema gewählt wird, sondern auf der Grundlage der tatsächlichen Echointensitäten erfolgt, die bei einer Template-Aufnahme ermittelt werden. So läßt sich jedes gewünschte Intensitätsprofil von vornherein festlegen, ohne daß es einer Vorkenntnis der Relaxationszeiten T2 und T2* bedarf. Für optimale Unterdrückung der durch Intensitätssprünge bedingten Artefakte und optimalen Bildkontrast bei geringem Signal/Rausch-Verhältnis beispielsweise ist ein Intensitätsprofil zu wählen, das von einem Maximum in der Mitte des K-Raumes nach beiden Seiten monoton abnimmt, wie im Schaubild e) der Fig. 3 dargestellt. Anhand der Fig. 4 sei nachstehend beschrieben, wie dieses Profil für die in Fig. 2 dargestellte Sequenz in erfindungsgemäßer Weise erhalten werden kann.

Zunächst wird ein Programm für zumindest zweimalige Durchführung der Sequenz nach Fig. 2 in den Steuerteil 14 des MR-Gerätes (Fig. 1) gegeben, wobei der für die Steuerung des Phasengradienten verantwortliche Programmteil eine vom Rechner 34 veränderbare Variable ist. Nachdem das zu untersuchende Objekt in die Meßstation 10 gebracht worden ist, wird der Steuerteil 14 aktiviert, um die Stromversorgungseinheit 28 für die Gradientenspulen 18, 20, 22, den Hochfrequenzgenerator 30 und die Akquisitionen-Torschaltung 32 derart zu steuern, daß die Echos E1 bis E9 erzeugt, detektiert und im Rechner 34 verarbeitet werden. Bei diesem ersten Durchlauf der Sequenz, die für die Template-Aufnahme benutzt wird, bleibt der Phasengradient vorzugsweise ausgeschaltet. Der Rechner 34 ermittelt die Intensitätswerte der Echos, beispielsweise dadurch, daß er jeweils die Fourier-Transformation bildet, das Intensitätsmaximum der Fourier-Transformierten aufsucht und den Intensitätswert dieses Maximums bestimmt. Sodann wird jedem Echo eine Ordnungszahl zugewiesen, die angibt, welche Stelle das betreffende Echo in der Reihenfolge der ermittelten Intensitäten einnimmt. Dies kann durch eine Datenverarbeitung geschehen, die jedem Intensitätswert eine Bezeichnung des zugehörigen Echos beibringt und dann die Intensitätswerte der Größe nach ordnet und mit den betreffenden Ordnungszahlen versieht. Die Zuordnung der Ordnungszahlen zu den einzelnen Echos für die in Fig. 2 gezeigten Echointensitäten ist in der Tabelle a) der Fig. 4 dargestellt. Dem stärksten Echo E2 ist die Ordnungszahl 1 zugeteilt, dem zweitstärksten Echo E1 die Ordnungszahl 2, dem drittstärksten Echo E3 die Ordnungszahl 3, dem viertstärksten Echo E5 die Ordnungszahl 4, usw.

Sodann besorgt der Rechner die Zuordnung der Echos zu den Phasenkoordinaten des K-Raumes auf der Grundlage der Echo-Ordnungszahlen, um das gewünschte Intensitätsprofil im K-Raum zu erreichen. Im vorliegenden Fall soll das Intensitätsprofil so aussehen, daß das Echo der stärksten Intensität die Mitte des K-Raumes einnimmt (Phasenkoordinate 0), das zweitstärkste Echo die nächst benachbarte Phasenkoordinate auf der einen Seite (z. B. Phasenkoordinate +1), das drittstärkste Echo die nächst benachbarte Phasenkoordinate auf der anderen Seite der Mitte (z. B. Koordinate -1), das viertstärkste Echo die nächste Phasenkoordinate auf der ersten Seite (z. B. Koordinate +2), das fünftstärkste Echo die Koordinate -2, usw., wie es die Tabelle b) in Fig. 4 zeigt. Dieser Schritt ordnet also die Intensitätswerte in eine dem gewählten Intensitätsprofil des K-Raumes entsprechende Reihenfolge und trifft somit gleichzeitig auch eine Zuordnung der jeweils zugehörigen Echos zu aufeinanderfolgenden Phasenkoordinaten des K-Raumes. Die zweite und dritte Zeile der Tabelle b) in Fig. 4 zeigen diese Echo/Phasenkoordinaten-Zuordnung.

Als nächstes wird die dieser Zuordnung entsprechende Schrittfolge der Phasencodierung festgelegt. Dies ist in der Tabelle c) der Fig. 4 veranschaulicht. In der obersten Zeile dieser Tabelle sind die Echos in ihrer chronologischen Reihenfolge aufgeführt, und darunter sind die jeweils zugeordneten Phasenkoordinaten des K-Raumes angegeben, entnommen aus den unteren beiden Zeilen der Tabelle b). Die nächste Zeile in der Tabelle c) zeigt die chronologisch aufeinanderfolgenden Phasencodierschritte, d. h. die durchzuführende Schaltung der Phasengradienten-Impulse zur Erzielung des gewünschten Intensitätsprofils des K-Raumes.

Da das erste Echo E1 die Phasenkoordinate +1 belegen soll, wird der vor diesem Echo E1 geschaltete Phasengradient mit dem Wert +1 bemessen, d. h. mit positiver Polarität und dem "Betrag" 1 (wobei dieser Betrag durch Amplitude und Dauer des Gradientenimpulses bestimmt ist, skaliert auf die jeweils verwendete Teilung des K-Raumes). Das zweite Echo E2 soll die Phasenkoordinate 0 im K-Raum haben. Um die entsprechende Phasencodierung zu erhalten, muß das aufgelaufene Zeitintegral des Phasengradienten beim Erscheinen dieses Echos gleich 0 sein, d. h. der vor diesem Echo zu schaltende Gradientenimpuls muß auf -1 bemessen werden, also negative Polarität und Betrag 1. Das dritte Echo E3 soll die Phasenkoordinate -1 des K-Raumes belegen, somit ist der vor diesem Echo zu schaltende Gradientenimpuls auf -1 zu bemessen.

Vor dem nächsten HF-Refokussierungsimpuls sollte die Wirkung der bisherigen Phasengradienten-Impulse wieder rückgängig gemacht werden, was durch Schalten eines sogenannten Rewinder-Impulses erfolgt, der den Wert +1 hat, damit das Gesamtintegral des Phasengradienten wieder auf 0 gebracht wird. Anschließend, vor dem Echo E4, wird ein Gradientenimpuls mit dem Wert -2 geschaltet, um das Echo E4 auf die Phasenkoordinate -2 des K-Raumes zu bringen. Das nächste Echo E5 wird auf die Phasenkoordinate +2 gebracht, indem der zugeordnete Gradientenimpuls auf +4 bemessen wird. In entsprechender Weise geht es weiter gemäß der in der Tabelle c) gezeigten Zahlenfolge, wobei nach dem sechsten Echo E6 wiederum ein Rewinder-Impuls mit dem Wert -3 geschaltet wird.

Die gemäß der Tabelle c) der Fig. 4 getroffene Zuordnung zwischen den Echos E1 bis E9 und den Werten der zugehörigen Gradientenimpulse wird gespeichert bzw. in den Steuerteil 14 eingegeben, als Vorschrift für die Steuerung des Phasengradienten bei einem folgenden zweiten Durchlauf der Sequenz. Hiermit ergibt sich die im Schaubild e) der Fig. 3 dargestellte symmetrisch-monotone Form des Intensitätsprofils im K-Raum mit den beschriebenen Vorteilen.

Das erfindungsgemäße Phasencodierverfahren ist vielseitig anwendbar. Das Intensitätsprofil des K-Raumes kann beliebig gewählt werden und bietet somit eine neue Möglichkeit für beliebige Bildmanipulation. Auch läßt sich die effektive Echozeit beliebig einstellen, indem man das Intensitätsprofil im K-Raum in Richtung der Phasenachse so verschiebt, daß die Mitte des K-Raumes von demjenigen Echo belegt wird, dessen zeitlicher Abstand zum anregenden HF-Impuls

gleich der gewünschten effektiven Echozeit ist. Das Schaubild f) der Fig. 3 veranschaulicht eine entsprechende Ausführungsform, bei welcher die effektive Echozeit der zeitlichen Position des Echos E3 entspricht. Da dieses Echo stark $T2^*$ -abhängig ist, ergibt sich ein verbesserter $T2^*$ -Kontrast im Bild. Bei einer Verschiebung des Intensitätsprofils in Richtung der Phasenachse des K-Raumes werden diejenigen Echos, die über den einen Rand des K-Raumes hinausragen würden, in die andere Seite des K-Raumes hineingeschoben, also gleichsam von der einen Seite auf die andere Seite "umgerollt", wie es im Schaubild f) der Fig. 3 mit dem Echo E8 gezeigt ist.

Wenn man die Template-Aufnahme gänzlich ohne Phasencodierung durchführt, lassen sich aus den detektierten Echos auch Informationen über eventuelle Phasen- und Zeitfehler gewinnen. Diese Informationen können dann im zweiten Durchlauf der Sequenz und auch in eventuell weiteren folgenden Durchläufen benutzt werden, um die Fehler zu korrigieren, z. B. wie weiter oben beschrieben oder nach irgendeinem anderen Verfahren, z. B. demjenigen, das in der bereits mehrfach erwähnten WO 93/01509 offenbart ist, oder nach einem Verfahren, wie es in IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. M1-6, März 1987 beschrieben ist.

Die in der Fig. 2 dargestellte Sequenz ist lediglich ein zu Erläuterungszwecken dienendes Beispiel. In der Praxis wird eine Sequenz dieser Art mit weit mehr als drei HF-Refokussierungsimpulsen durchgeführt, auch kann die Anzahl der nach jedem Refokussierungsimpuls erzeugten Echos größer als 3 sein. Auch kann die Verteilung der Echos innerhalb der jeweiligen Gruppe beliebig sein, eine symmetrische Verteilung wie im Falle der Fig. 2 ist nicht unbedingt erforderlich, ebensowenig wie die Positionierung eines mittleren Echos am Ort der Spitze eines theoretischen Spinechos. Auch braucht die Sequenz nicht unbedingt Schichtgradienten-Impulse zur Schichtauswahl zu haben, wie sie in der zweiten Zeile der Fig. 2 als Beispiel dargestellt sind.

Um die Vorteile der Erfindung noch deutlicher aufzuzeigen, seien nachstehend die Ergebnisse eines praktischen Versuchs unter Anwendung der erfindungsgemäßen Phasencodierung mit Versuchsergebnissen verschiedener GRASE-Varianten verglichen. Bei den Versuchen wurde als MR-Gerät das Ganzkörper-Bildgebungssystem MEDSPEC 30/100 der Firma Bruker, Ettlingen, Deutschland, verwendet, mit einer Bo-Feldstärke von 3,0 T (Tesla) und maximaler Gradientenstärke von 30 mT/m bei einer Anstiegszeit von 600 μ s. Das Versuchsobjekt (Phantom) bestand aus drei Glasröhrchen von jeweils 55 ml Fassungsvermögen und 25 mm Innendurchmesser. Die Röhrchen enthielten mit NiCl dotiertes Argarose-Gel. Die Argarose-Konzentration in den verschiedenen Röhrchen war unterschiedlich, nämlich 1,3 bzw. 1,0 bzw. 0,5%, um verschiedene $T2$ -Werte von 70 bzw. 115 bzw. 190 ms zu erhalten. Die NiCl-Konzentration betrug 1 mM in allen Röhrchen, was einen $T1$ -Wert von etwa 1 s ergab.

Die Steuereinrichtung des MR-Gerätes wurde programmiert zur Durchführung einer Sequenz aus einem HF-Anregungsimpuls mit Flipwinkel von 90° und 33 refokussierenden HF-Impulsen in Abständen von 11,5 ms und mit jeweils einem Flipwinkel von 180°. Alle HF-Impulse wurden auf hermitesche Impulsform und eine Länge von 2 ms zugeschnitten. Programmiert wurde ferner eine derartige Steuerung des Lesegradienten, daß nach jedem Refokussierungsimpuls drei Gradientenechos im Abstand von 2,6 ms erhalten wurden, also insgesamt 99 Echos verfügbar waren. Für jedes Echo wurde eine Akquisitionsdauer von 1,28 ms vorgesehen (zur Abtastung von 128 komplexen Datenpunkten). Ein bei jedem HF-Impuls anzulegender Schichtgradient wurde für eine Schichtdicke von 5 mm programmiert.

Mit den vorstehend aufgeführten Einstellungen wurden vier verschiedene Experimente an dem oben beschriebenen Phantom durchgeführt, jeweils mit unterschiedlicher Reihenfolge der Phasencodierung innerhalb der Sequenz, nämlich (1) gemäß Standard-GRASE, (2) gemäß K-Band-GRASE mit drei gleichen Bändern, (3) gemäß Centric-GRASE und (4) gemäß der Erfindung, hier speziell mit zentriertem symmetrisch-monotonem Intensitätsprofil im K-Raum. Die effektive Echozeit (d. h. die Zeit, bei welcher das mit Nullphase codierte Echo akquiriert wurde) lag für die Standard-GRASE-Phasencodierung bei ungefähr 190 ms. Für die K-Band-Phasencodierung wurde das erste Band zum Füllen des mittleren Teils des K-Raumes verwendet, was eine effektive Echozeit von ungefähr 70 ms ergab. Für die Centric-GRASE-Phasencodierung galt naturgemäß $TE_{eff} = TE = 11,5$ ms. Jedem Experiment wurde eine Template-Aufnahme ohne Phasencodierung vorgeschaltet, um Phasenfehler-Informationen für die Phasenkorrektur und bestimmte Intensitäts-Informationen zu erhalten. Das jeweilige Experiment selbst wurde dann mit der dem jeweiligen Verfahren entsprechenden Schrittfolge der Phasencodierung durchgeführt.

Die Ergebnisse der vier Experimente sind in der Fig. 5 untereinander dargestellt, und zwar nach erfolgter Phasenkorrektur. Die linke Spalte zeigt für jede der vier verschiedenen Phasencodierungs-Reihenfolgen das Intensitätsprofil im K-Raum. Das Intensitätsprofil wurde zu Vergleichszwecken bei allen Versuchen aus der Template-Aufnahme ermittelt, und zwar aus der Fourier-Transformierten der Echos (und zwar zur besonderen Veranschaulichung selektiv für den Ort der Mitte des Röhrchens, das die Substanz mit dem kürzesten $T2$ -Wert $T2 = 70$ ms enthielt, weil hier die stärksten Artefakte zu erwarten sind). Entlang der Phasenachse sind die Phasenkoordinaten in ähnlicher Weise wie in der Fig. 3 angegeben, im vorliegenden Fall von -49 bis +49, entsprechend den 99 Codierschritten für die 99 Echos. Die längs der Ordinate aufgetragenen Zahlen entsprechen einem willkürlichen Maßstab.

Die rechte Spalte in Fig. 5 zeigt die unter Anwendung der betreffenden Phasencodierung erhaltenen Bilder, wobei das Röhrchen mit $T2 = 190$ ms links, das Röhrchen mit $T2 = 115$ ms in der Mitte und das Röhrchen mit $T2 = 70$ ms rechts erscheint. Die Richtung der Phasencodierung entspricht der vertikalen Bildrichtung. Man erkennt, daß die Bildartefakte insbesondere beim rechten Röhrchen (niedrigster $T2$ -Wert) sehr stark sind, wenn die bekannten Verfahren Standard-, K-Band- und Centric-GRASE angewandt werden. Beim erfindungsgemäßen Verfahren sind diese Artefakte viel schwächer, das rekonstruierte Bild zeigt hier viel schärfere Ränder.

Wie dieser Effekt zustandekommt, kann anhand der Darstellungen in der mittleren Spalte der Fig. 5 erklärt werden. Aufgetragen als Kurve über der Phasenachse ist hier der Betrag der Reihe des K-Raumes durch die Mitte des rechten Röhrchens. Die Fourier-Transformation dieser Reihe ergibt das Bildintensitätsprofil durch die Mitte des Röhrchens längs der vertikalen Richtung (Raumrichtung der Phasencodierung). Man sieht, wie abrupte Diskontinuitäten im Intensitätsprofil des K-Raumes (linke Spalte) die stärksten Seitenmaxima in den Kurven der mittleren Spalte hervorrufen. Dies erklärt die in der rechten Spalte sichtbaren Bildartefakte. So zeigt z. B. die Kurve bei Centric-GRASE zwei kleine Seitenmaxima in relativ großer Entfernung vom zentralen Maximum. Dies entspricht den starken Bildartefakten, die man bei diesem Codierverfahren beobachtet, denn je weiter die Seitenmaxima vom Zentrum entfernt liegen, desto höherfrequent

liegen sie und desto sichtbarer sind Artefakte im Bild. Die Kurve bei der erfindungsgemäßen Phasencodierung zeigt zwar ebenfalls zwei Seitenmaxima, die jedoch kleiner sind und näher am zentralen Maximum liegen, also niedrigerfrequente Orte einnehmen. Dies führt, wie man in der rechten Spalte erkennt, zu viel schwächeren Bildartefakten.

Das erfindungsgemäße Codiervorgehen kann gleichermaßen auch bei Sequenzen angewandt werden, die mit Impulsen anderer Flipwinkel arbeiten und/oder ein anderes Echosystem als die GRASE-Sequenz verwenden. Beispielsweise ist es möglich, durch eine Serie refokussierender Impulse, deren Flipwinkel anders sind als 180° , eine Echofolge zu erzeugen, die nicht nur sekundäre Spinechos (wie im Falle der GRASE-Sequenz), sondern auch mehrere primäre Spinechos sowie stimulierte Echos hervorrufen. Durch ausgeklügelte Wahl der Abstände zwischen den HF-Impulsen kann dafür gesorgt werden, daß sich diese verschiedenen Echoarten nicht überlappen, vgl. z. B. Concepts in Magnetic Resonance, Vol. 8(4) 265-278 (1996). Auch bei Sequenzen dieser Art kann die erfindungsgemäße Phasencodierung mit Vorteil angewandt werden, um alle Echos für die Bildgebung zu verwenden, gewünschtenfalls sogar unter Aufspaltung der einzelnen Echos in jeweils eine Gruppe von Gradientenechos durch Lesegradienten-Umschaltung.

Die Erfindung ist unter anderem auch bei der Bildgebung von biologischem Gewebe anwendbar und hat Vorteile insbesondere bei Aufnahmen des Gehirns, da hier mit der erfindungsgemäßen Phasencodierung hervorragende Bildqualität zu erzielen ist. Man erhält insbesondere eine gute, scharfe Wiedergabe der Ränder von Objektbereichen niedrigen T2-Wertes, etwa an der Cortex.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des Magnetresonanz-Verhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Ortsbereiches zeigt, wobei der in einem stationären Magnetfeld angeordnete Objektbereich einer Sequenz von HF-Impulsen, Lesegradienten-Impulsen und Phasengradienten-Impulsen ausgesetzt wird, derart, daß eine zu akquirierende Folge frequenz- und phasencodierter Echos erscheint, die detektiert werden,
dadurch gekennzeichnet,
daß ein Muster für eine gewünschte Verteilung der Signalintensitäten entlang der Phasenachse des K-Raumes ausgewählt wird,
daß die Sequenz ein erstes Mal mit beliebiger oder fehlender Phasencodierung durchgeführt wird und die Intensitäten der dabei detektierten Echos gemessen werden,
daß die gemessenen Intensitäten in eine dem gewählten Intensitätsverteilungsmuster entsprechende Reihenfolge geordnet werden und die jeweils zugehörigen Echos aufeinanderfolgenden Koordinatenwerten der Phasenachse des K-Raumes in dieser Reihenfolge zugeordnet werden,
daß bei einer folgenden zweiten Durchführung der Sequenz der Phasengradient entsprechend dieser Zuordnung gesteuert wird und die dabei akquirierten Echos als Datensatz zum Füllen des K-Raumes verwendet werden.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als Intensitätswerte der Echos die Spitzenbeträge der Fourier-Transformierten der Echos ermittelt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß dem Echo maximaler Intensität eine vorgewählte Phasenkoordinate im K-Raum zugeordnet wird und den anderen Echos Phasenkoordinaten zugeordnet werden, die in der Reihenfolge abnehmender Echointensität in zunehmendem Abstand abwechselnd auf der einen und anderen Seite der vorgewählten Phasenkoordinate liegen, wobei Phasenkoordinaten, die jenseits eines Endes des K-Raumes liegen würden, in das entgegengesetzte Ende des K-Raumes umgerollt werden.
4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die vorgewählte Koordinate in der Mitte des K-Raumes liegt.
5. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß eine gewünschte effektive Echozeit der zweiten Sequenz eingestellt wird, indem die besagte vorgewählte Phasenkoordinate gegenüber der Mitte des K-Raumes um ein derartiges Maß versetzt gewählt wird, daß die Phasenkoordinate desjenigen Echos, dessen zeitlicher Abstand zum anregenden HF-Impuls gleich der gewünschten effektiven Echozeit ist, in der Mitte des K-Raumes liegt.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die erste Sequenz ohne Phasengradient durchgeführt wird und aus den in der ersten Sequenz akquirierten Echos Informationen über Zeit- und/oder Phasenfehler abgeleitet werden, auf deren Grundlage eine Fehlerkorrektur für die Echos der zweiten Sequenz durchgeführt wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Scheitelpunkte der Hüllkurve der in der ersten Sequenz akquirierten Echos ermittelt werden und deren zeitliche Verschiebung gegenüber der Mitte des Akquisitionsfensters bestimmt wird und daß die Akquisitionsfenster in der zweiten Sequenz zur Kompensation dieser Verschiebung justiert werden.
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Phasenverschiebungen der in der ersten Sequenz akquirierten Echos gemessen werden und daß jedem akquirierten Echo der zweiten Sequenz nach der Akquisition in der Zeitdomäne diejenige Phasenverschiebung mit entgegengesetztem Vorzeichen mitgeteilt wird, die für das entsprechende Echo in der ersten Sequenz gemessen wurde.
9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Lesegradienten-Impulse alternierender Polarität abwechselnd mit refokussierenden HF-Impulsen aufgeprägt werden, derart daß nach jedem dieser HF-Impulse eine Unterfolge von Gradientenechos erscheint.
10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß ein anregender HF-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° verwendet wird.
11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß refokussierende HF-Impulse mit Flipwinkeln von 180° verwendet werden.
12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß von den HF-Impulsen zumindest der Anregungsimpuls in Anwesenheit eines Schichtgradienten erzeugt wird.

13. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche dadurch gekennzeichnet, daß die zweite Sequenz m-mal hintereinander durchgeführt wird unter Beibehaltung der Reihenfolge, in welcher die Echos aufeinanderfolgenden Koordinatenwerten der Phasenachse des K-Raumes zugeordnet sind.
14. Verfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß die aufeinanderfolgenden Koordinatenwerte der Phasenachse um ein festes Teilmaß $d = L/(m \cdot N)$ von Wiederholung zu Wiederholung versetzt werden, wobei L die Länge des K-Raumes in Richtung der Phasenachse ist und N die Anzahl der akquirierten Echos in jeder Sequenz ist.
15. Vorrichtung (Fig. 1) zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des Magnetresonanz-Verhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Ortsbereiches zeigt, mit einer Einrichtung (12, 16) zum Erzeugen eines homogenen Magnetfeldes im zu untersuchenden Objektbereich, das die Spins in die Feldrichtung ausrichtet,
- 10 einer Einrichtung (24, 30) zum Erzeugen von HF-Impulsen, die auf den Objektbereich einwirken und die Spins um einen Flipwinkel aus der Feldrichtung herausdrehen, Einrichtungen (18, 20, 22, 28) zum Erzeugen von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen, einer Einrichtung (32, 34) zur Detektion und Verarbeitung der vom Objektbereich ausgehenden Magnetresonanzsignale,
- 15 und einer Steuereinrichtung (14) zum derartigen Steuern der die HF-Impulse erzeugenden Einrichtung und der die Magnetfeldgradienten erzeugenden Einrichtungen und der Detektions- und Verarbeitungseinrichtung, daß der Objektbereich einer Sequenz von HF-Impulsen, Lesegradienten-Impulsen und Phasengradienten-Impulsen ausgesetzt wird, um eine Folge frequenz- und phasencodierter Echos hervorzurufen und zu detektieren,
- 20 gekennzeichnet durch eine Einrichtung zum Vorgeben eines Musters für eine Verteilung der Signalintensitäten entlang der Phasenachse des K-Raumes, eine Einrichtung (in 34) zum Messen der Intensitäten der hervorgerufenen Echos, eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (14), daß bei ihrer Aktivierung
- 25 – die Sequenz ein erstes Mal mit beliebiger oder fehlender Phasencodierung durchgeführt wird und die Intensitäten der dabei erscheinenden Echos gemessen werden, – die gemessenen Intensitäten in eine dem gewählten Intensitätsverteilungsmuster entsprechende Reihenfolge geordnet werden und die jeweils zugehörigen Echos aufeinanderfolgenden Koordinatenwerten der Phasenachse des K-Raumes in dieser Reihenfolge zugeordnet werden,
- 30 – die Sequenz ein zweites Mal durchgeführt wird und dabei der Phasengradient entsprechend dieser Zuordnung gesteuert wird und die dabei akquirierten Echos als Datensatz zum Füllen des K-Raumes verwendet werden.
16. Vorrichtung nach Anspruch 15, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß als Intensitätswerte der Echos die Spitzenbeträge der Fourier-Transformierten der in der Sequenz akquirierten Echos ermittelt werden.
- 35 17. Vorrichtung nach Anspruch 15 oder 16, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß dem Echo maximaler Intensität eine vorgewählte Phasenkoordinate im K-Raum zugeordnet wird und den anderen Echos Phasenkoordinaten zugeordnet werden, die in der Reihenfolge abnehmender Echointensität in zunehmendem Abstand abwechselnd auf der einen und anderen Seite der vorgewählten Phasenkoordinate liegen, wobei Phasenkoordinaten, die jenseits eines Endes des K-Raumes liegen würden, in das entgegengesetzte Ende des K-Raumes umgerollt werden.
- 40 18. Vorrichtung nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die vorgewählte Phasenkoordinate in der Mitte des K-Raumes liegt.
19. Vorrichtung nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß sie eine gewünschte effektive Echozeit der zweiten Sequenz einstellt, indem die besagte vorgewählte Phasenkoordinate gegenüber der Mitte des K-Raumes um ein derartiges Maß versetzt wird, daß die Phasenkoordinate desjenigen Echos, dessen zeitlicher Abstand zum anregenden HF-Impuls gleich der gewünschten effektiven Echozeit ist, in der Mitte des K-Raumes liegt.
- 45 20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 19, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung und der Verarbeitungseinrichtung, daß die erste Sequenz ohne Phasengradient durchgeführt wird und aus den in der ersten Sequenz akquirierten Echos Informationen über Zeit- und/oder Phasenfehler abgeleitet werden, auf deren Grundlage eine Fehlerkorrektur für die Echos der zweiten Sequenz durchgeführt wird.
21. Vorrichtung nach Anspruch 20, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die Scheitelpunkte der Hüllkurve der in der ersten Sequenz akquirierten Echos ermittelt werden und deren zeitliche Verschiebung gegenüber der Mitte des Akquisitionsfensters bestimmt wird und daß die Akquisitionsfenster in der
- 55 zweiten Sequenz zur Kompensation dieser Verschiebung justiert werden.
22. Vorrichtung nach Anspruch 20 oder 21, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die Phasenverschiebungen der in der ersten Sequenz akquirierten Echos gemessen werden und daß jedem akquirierten Echo der zweiten Sequenz nach der Akquisition in der Zeitdomäne diejenige Phasenverschiebung mit entgegengesetztem Vorzeichen mitgeteilt wird, die für das entsprechende Echo in der ersten Sequenz gemessen wurde.
- 60 23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 22, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß Lesegradienten-Impulse alternierender Polarität abwechselnd mit refokussierenden HF-Impulsen aufgeprägt werden, derart daß nach jedem dieser HF-Impulse eine Unterfolge von Gradientenechos erscheint.
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 23, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß sie den anregenden HF-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° bemißt.
- 65 25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 24, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die Sequenzen mit refokussierenden HF-Impulsen mit Flipwinkeln von 180° durchgeführt werden.
26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 25, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuerein-

richtung, daß von den HF-Impulsen zumindest der Anregungsimpuls in Anwesenheit eines Schichtgradienten erzeugt wird.

27. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 15 bis 26, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die zweite Sequenz m-mal hintereinander durchgeführt wird unter Beibehaltung der Reihenfolge, in welcher die Echos aufeinanderfolgenden Koordinatenwerten der Phasenachse des K-Raumes zugeordnet sind. 5

28. Vorrichtung nach Anspruch 27, gekennzeichnet durch derartige Ausbildung der Steuereinrichtung, daß die aufeinanderfolgenden Koordinatenwerte der Phasenachse um ein festes Teilmaß $d = L/(m \cdot N)$ von Wiederholung zu Wiederholung versetzt werden, wobei L die Länge des K-Raumes in Richtung der Phasenachse ist und N die Anzahl der akquirierten Echos in jeder Sequenz ist. 10

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

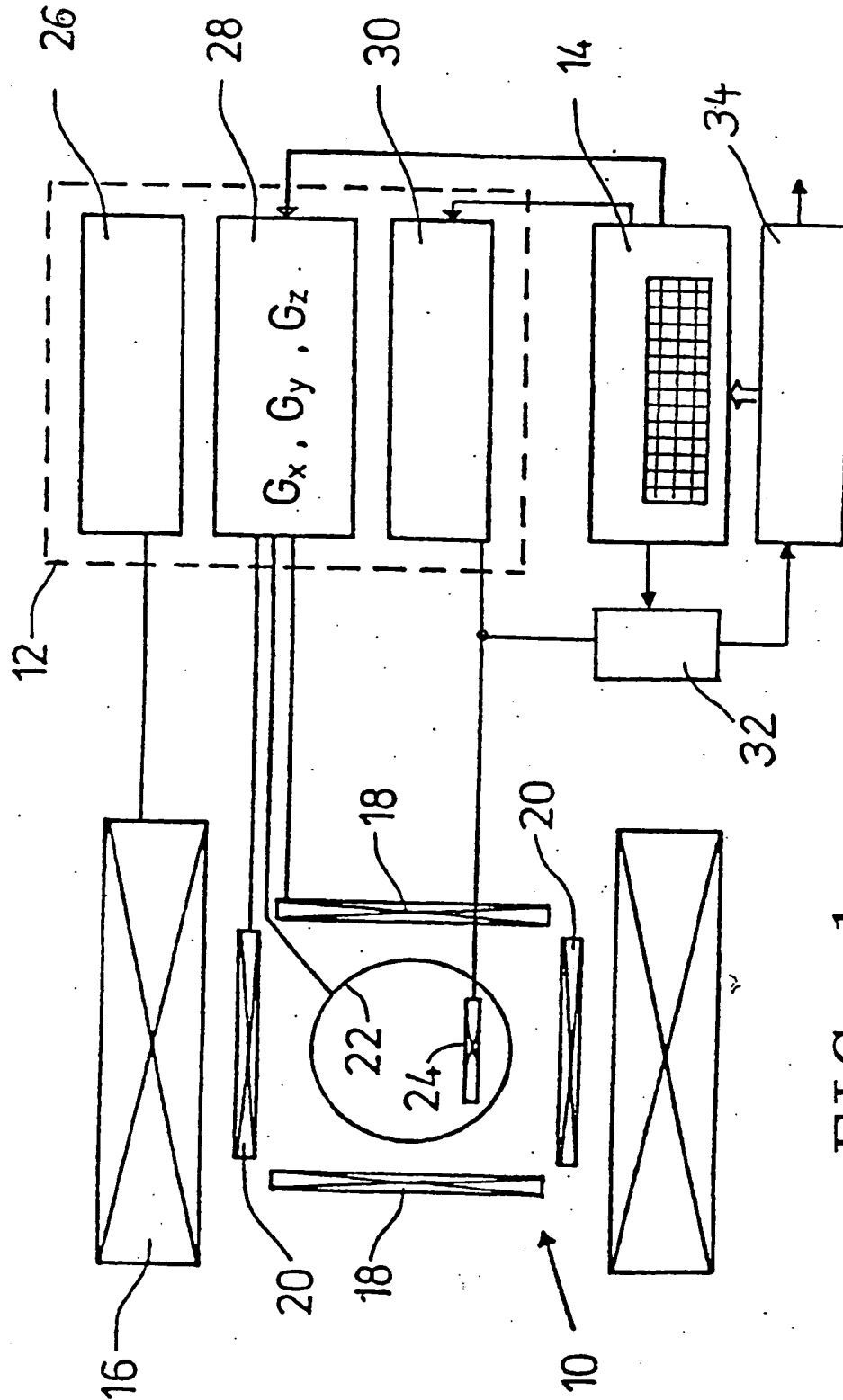


FIG. 1

FIG. 2

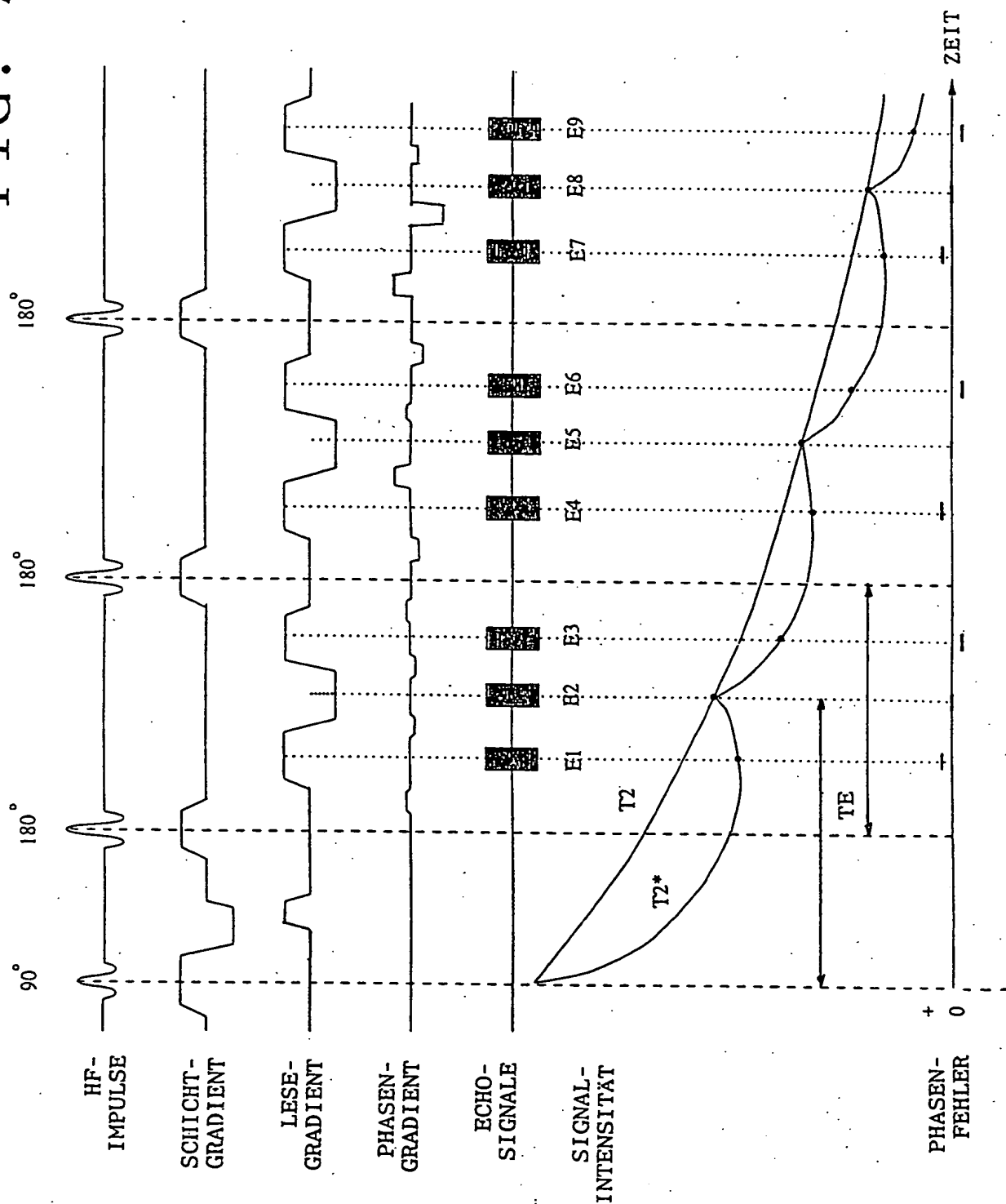


FIG. 3

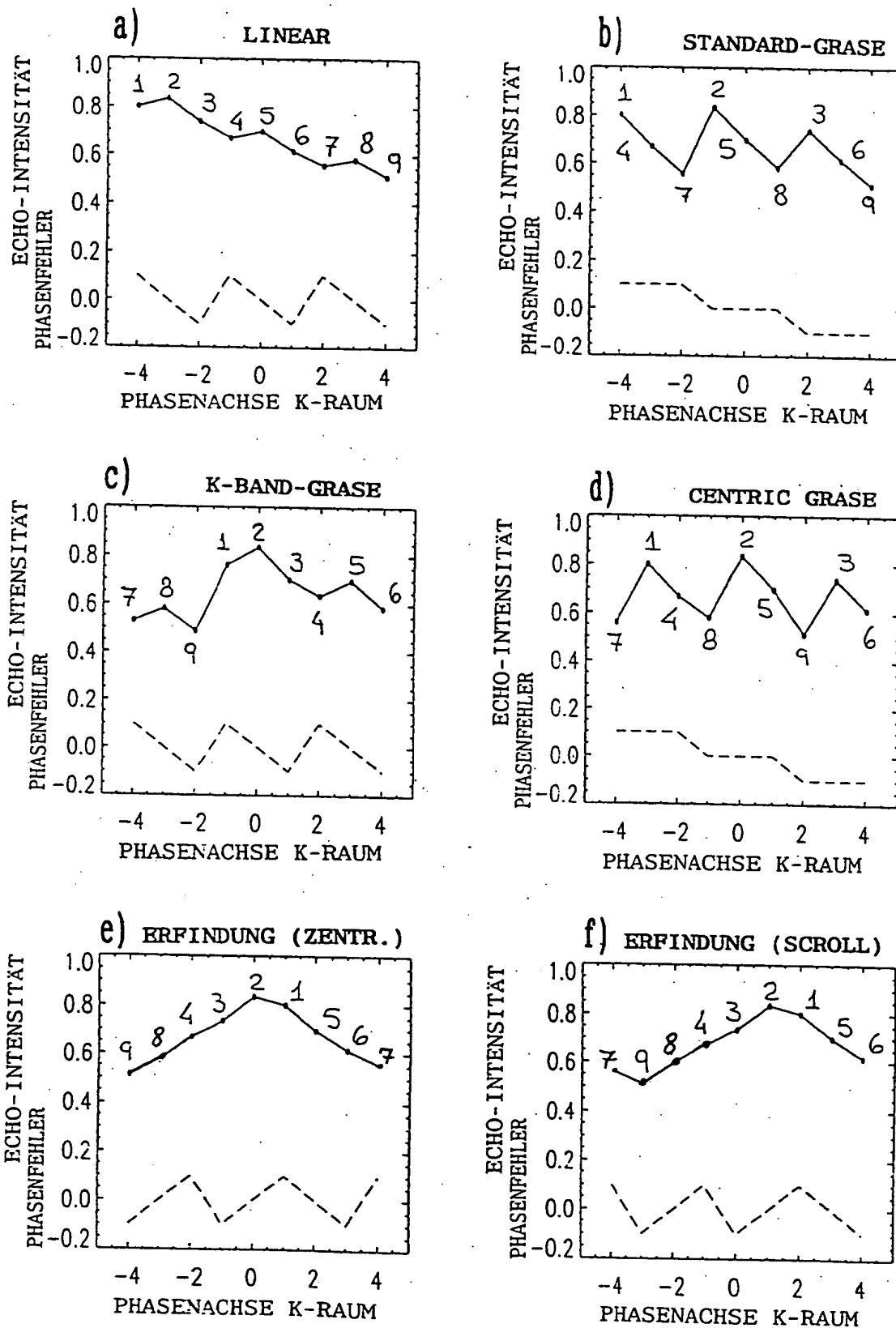


FIG. 4

a)

E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9
2.	1.	3.	5.	4.	6.	8.	7.	9.

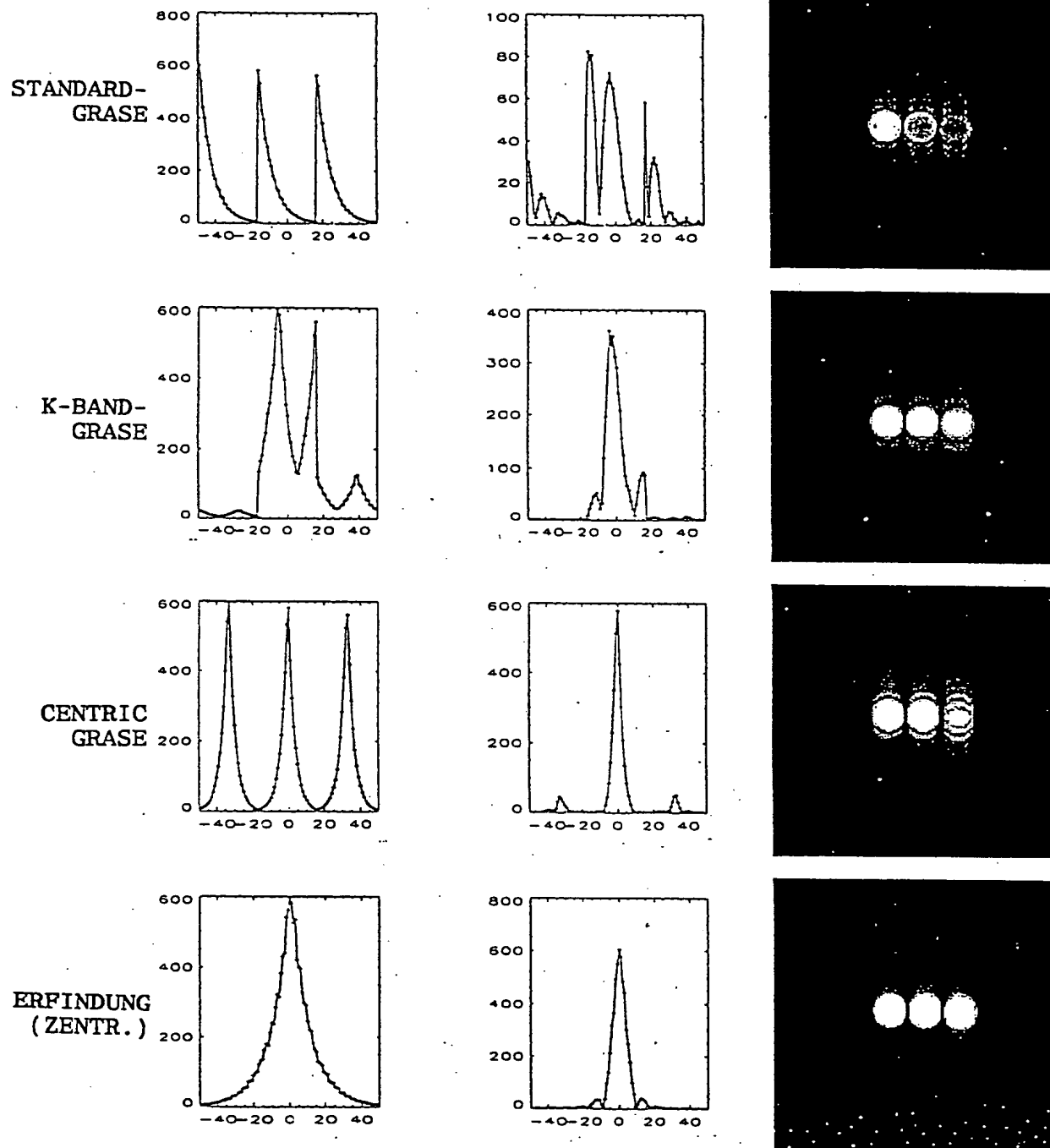
b)

9.	7.	5.	3.	1.	2.	4.	6.	8.
E9	E8	E4	E3	E2	E1	E5	E6	E7
-4	-3	-2	-1	0	+1	+2	+3	+4

c)

E1	E2	E3		E4	E5	E6		E7	E8	E9
+1	0	-1		-2	+2	+3		+4	-3	-4
+1	-1	-1	+1	-2	+4	+1	-3	+4	-7	-1

FIG. 5



1/9/1

DIALOG(R)File 351:Derwent WPI

(c) 2002 Derwent Info Ltd. All rts. reserv.

012194261 **Image available**

WPI Acc No: 1999-000367/*199901*

XRPX Acc No: N99-000368

Method of obtaining information to provide magnetic resonance images - involves subjecting object in stationary magnetic field to sequence of HF, read gradient and phase gradient pulses to acquire frequency and phase coded echoes

Patent Assignee: MAX PLANCK GES FOERDERUNG WISSENSCHAFTEN (PLAC)

Inventor: JOVICICH J; NORRIS D

Number of Countries: 020 Number of Patents: 002

Patent Family:

Patent No	Kind	Date	Applicat No	Kind	Date	Week
DE 19720438	A1	19981119	DE 1020438	A	19970515	199901 B
WO 9852065	A1	19981119	WO 98DE1337	A	19980513	199901

Priority Applications (No Type Date): DE 1020438 A 19970515

Patent Details:

Patent No	Kind	Lan	Pg	Main IPC	Filing Notes
-----------	------	-----	----	----------	--------------

DE 19720438	A1	16	G01N-024/08		
-------------	----	----	-------------	--	--

WO 9852065	A1	G	G01R-033/561		
------------	----	---	--------------	--	--

Designated States (National): JP US

Designated States (Regional): AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LU

MC NL PT SE

Abstract (Basic): DE 19720438 A

The method involves subjecting an object in a stationary magnetic field to a sequence of HF pulses, read gradient pulses and phase gradient pulses to acquire and detect a sequence of frequency-coded and phase-coded echoes. A pattern is selected for a desired distribution of signal intensities along the phase axis of k-space. The sequence of pulses is performed with optimal or defective phase coding and the intensity of the resultant echo detected is measured.

The intensities measured are then arranged in a sequence corresponding to the selected intensity distribution pattern and the related echoes are allocated a succession of coordinate values on the phase axis of k-space in this sequence. The sequence of pulses is then repeated and the sequence of the phase gradient corresponding to that allocation is controlled and the resultant echo acquired are used as a data set to fill k-space.

USE - With magnetic resonance scanners. For medical diagnosis of the cortex.

ADVANTAGE - Provides the desired quality of information with optimum reduction in artefacts. Can be used for objects with low T2s.

Dwg.1/5

Title Terms: METHOD; OBTAIN; INFORMATION; MAGNETIC; RESONANCE; IMAGE;

SUBJECT; OBJECT; STATIONARY; MAGNETIC; FIELD; SEQUENCE; HF; READ;

GRADIENT; PHASE; GRADIENT; PULSE; ACQUIRE; FREQUENCY; PHASE; CODE; ECHO

Index Terms/Additional Words: MRI

Derwent Class: P31; S01; S03; S05

International Patent Class (Main): G01N-024/08; G01R-033/561

International Patent Class (Additional): A61B-005/055; G01R-033/20;

G01V-003/14

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S01-E02A2; S01-E02A8C; S03-C02F3; S03-E07A;

S05-D02B2